

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4679141号  
(P4679141)

(45) 発行日 平成23年4月27日(2011.4.27)

(24) 登録日 平成23年2月10日(2011.2.10)

(51) Int.Cl. F1  
A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/06

請求項の数 7 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2004-377103 (P2004-377103)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年12月27日(2004.12.27)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2006-181058 (P2006-181058A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成18年7月13日(2006.7.13)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成19年12月26日(2007.12.26)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100078765
			弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802
			弁理士 関口 俊三
		(74) 代理人	100077757
			弁理士 猿渡 章雄
		(74) 代理人	100122253
			弁理士 古川 潤一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断画像の表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

心拍同期により心拍周期を算出する心拍周期算出手段と、  
ドブラ信号データを生成する波形データ生成手段と、  
前記ドブラ信号データに基づいてドブラスペクトラムを得るドブラスペクトラム生成手段と、

前記ドブラスペクトラムを記憶する記憶手段と、  
前記ドブラスペクトラムに基づいて特徴点の時相を検出する時相検出手段と、  
前記心拍周期に基づいて、所望の心拍数分の時間軸スケールを設定する時間軸スケール設定手段と、

前記時間軸スケールおよび前記特徴点の時相に基づいて、前記記憶手段に記憶された前記ドブラスペクトラムのうち少なくとも一部を表示用ドブラスペクトラムとして読み出す読み出し手段と、

前記表示用ドブラスペクトラムを表示する表示手段と、  
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記読み出し手段は、前記時間軸スケールおよび前記特徴点の時相に基づいて、前記特徴点の時相から前記所望の心拍数分の遡った時相までの時間領域に係る前記ドブラスペクトラムを前記表示用ドブラスペクトラムとして読み出すことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

入力操作を受け付ける入力手段をさらに備え、  
前記入力操作に基づいて前記時相検出手段が検出する特徴点の種類、及び前記心拍数を  
設定することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記時間軸スケール設定手段は、ドプラオートトレース波形の波形ピーク、ECG信号のR波トリガ、PCG信号のS1トリガ、PCG信号のS2トリガ、Mモード波形の心拍周期に連動したトリガおよびMCモード波形の心拍周期に連動したトリガの少なくとも1つを切換可能なトリガとして心拍同期を検出し、検出した心拍同期に基づいて前記時間軸スケールを設定するように構成したことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 5】

前記時間軸スケール設定手段は、ライブ時およびフリーズ後のそれぞれにおいて個別に前記時間軸スケールを設定することができるように構成したことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記読み出し手段は、ライブ時およびフリーズ後のそれぞれにおいて個別に前記時間領域を設定することができるように構成したことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

心拍同期により心拍周期を算出するステップと、  
ドプラ信号データを生成するステップと、  
前記ドプラ信号データに基づいてドプラスペクトラムを得るステップと、  
前記ドプラスペクトラムを記憶するステップと、  
前記ドプラスペクトラムに基づいて特徴点の時相を検出するステップと、  
前記心拍周期に基づいて、所望の心拍数分の時間軸スケールを設定するステップと、  
前記時間軸スケールおよび前記特徴点の時相に基づいて、前記記憶されたドプラスペク  
トラムのうち少なくとも一部を表示用ドプラスペクトラムとして読み出すステップと、  
前記表示用ドプラスペクトラムを表示手段に表示させるステップと、  
 を有することを特徴とする超音波診断画像の表示方法。

20

30

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、DモードやMモード等の時間変化を表す波形データを表示することが可能な超音波診断装置および超音波診断画像の表示方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記圧電振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像が容易に観察できるため、生体の各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、これらの技術を用いて得られるBモード画像、Mモード画像およびカラードプラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠のものとなっている。

40

## 【0003】

一方、被検体の任意の位置における血流速度を定量的且つ正確に得る方法としてドプラスペクトラム法がある。このドプラスペクトラム法では、被検体の同一部位に対して一定間隔で複数回の超音波送受波を行ない、血球などの移動反射体において反射した超音波反

50

射波に対し、超音波送受波に使用した圧電振動子の共振周波数と略等しい周波数の基準信号を用いて直交位相検波しドブラ信号を検出する。そして、このドブラ信号の中から所望部位におけるドブラ信号をレンジゲートによって抽出し、更に、抽出したドブラ信号をFFT (fast Fourier transform) 分析することによってドブラスペクトラムデータを生成する。

【0004】

このような手順により、被検体の所望部位から得られたドブラ信号に対してドブラスペクトラムデータを連続的に生成し、生成した複数のドブラスペクトラムデータを順次配列することによって、所謂ドブラスペクトラム画像データ(Dモード像)を生成する。尚、一般には、レンジゲートを被検体における所望の観測部位に正確に設定するために、レンジゲートの設定はBモード画像観測下において行なわれ、レンジゲートの位置はBモード画像上に表示される。

10

【0005】

この超音波ドブラ診断装置によって得られるドブラスペクトラムデータは、一般に、縦軸に周波数( $f$ )、横軸に時間( $t$ )、各周波数成分のパワー(強さ)を輝度(階調)として生成され、このドブラスペクトラムデータに基づいて、各種の診断パラメータの計測を行なっている。

【0006】

即ち、この計測法においては、まず、時間的に連続して得られるドブラスペクトラムデータの各々に対して、その周波数軸方向に分布するドブラ周波数成分の最大周波数 $f_p$ に対応する最大流速 $V_p$ 、あるいは平均周波数 $f_c$ に対応する平均流速 $V_c$ の位置を設定し、これら最大流速 $V_p$ 及び平均流速 $V_c$ の位置の時間変化を示すトレース波形を生成する。次いで、このトレース波形において、心拍区間の1区間毎に心臓収縮期において生ずる波形ピークPS (Peak of Systolic) 及び心臓拡張期において生ずる波形ピークED (End of Diastolic) の検出を行なう。そして、これらのPSあるいはEDの位置情報に基づいて、血管内血流のHR (Heart Rate: 心拍数) を計測し、更には、PSあるいはEDによって設定された心拍区間におけるトレース波形から末梢血管の診断パラメータであるPI (Pulsatility Index) やRI (Resistance Index) 等の計測を行なう。

20

【0007】

尚、上述の $V_p$ や $V_c$ のトレース波形の生成、PS/EDの検出、PIやRI等の診断パラメータの計測は、従来、フリーズされたドブラスペクトラム画像を対象としたマニュアル操作が基本であったが、近年では、リアルタイム表示されたドブラスペクトラム画像を対象とした $V_p$ や $V_c$ の自動トレースやHR, PIあるいはRIの自動計測が可能となってきた(例えば、特許文献1参照)。

30

【0008】

さらに、 $V_p$ や $V_c$ のトレース波形の生成、PS/EDの検出、PIやRI等の診断パラメータの自動計測等の各処理において、感度や診断部位、ノイズの影響に起因する誤動作の発生や誤った計測値の表示を回避させるための技術として、各処理に用いるパラメータを変更できるようにした超音波診断装置が考案されている(例えば、特許文献2参照)。

40

【0009】

この超音波診断装置では、 $V_p$ や $V_c$ のトレース波形や心電波形に同期したトリガを生成し、生成された同期トリガを用いてPS/EDを検出する技術も考案されている。

【0010】

また、関連する技術として、Mモード画像やスペクトラムドブラ画像等のスイープ画像を表示する場合に、心臓等の臓器の時相にあわせて表示タイミングを設定できるようにした超音波診断装置も考案されている(例えば、特許文献3参照)。

【特許文献1】米国特許第5628321号明細書

【特許文献2】特開2003-284718号公報

【特許文献3】特開2003-52692号公報

50

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0011】

しかしながら、従来の技術では、心臓や頸動脈などの拍動血流のスペクトラム画像を表示する場合、横軸の時間軸スケールを決めるスイープ速度を、例えば1、2、4、6、8秒とする場合のように離散的にしか設定することができない。一方、心拍数は、被検者によってばらつくことがあることから、計測に必要な数心拍の波形以外の余分な時相のスペクトラムを表示することが困難となり、また、心拍波形が途中で途切れる恐れもある。つまり、従来の技術では、必要な心拍数分の波形（スペクトラム）データを過不足なく適切に表示することが困難である。

10

## 【0012】

この結果、ユーザは、ドブラ計測のたびに最適なスペクトラムの場所（時相）を探し出し、連続した前後の複数心拍の計測範囲を設定するという煩雑な操作を行う必要がある。例えば、計測に使う領域を得るのにスイープ速度を変更してスペクトラムデータを取り直すかシネで最適な場所を探し、スペクトラム画像が表示された表示枠中にタイムカーソルの必要な場所（最大1心拍のズレがある。）から所望の心拍数の波形が入ることを確認しておく必要がある。

## 【0013】

このため、ユーザが最適なスペクトラムの場所（時相）を探し出し、複数心拍の計測範囲を設定するといった煩雑な操作を伴うことなく、所望の範囲の、例えば必要な心拍数分の画像を過不足なく表示させるような範囲のドブラスペクトラム画像を適切に表示させる技術の開発が望まれる。そして、このような技術の開発は、ドブラスペクトラム画像（Dモード像）のみならずMモード像等の時間変化を表す波形データを表示する場合にも同様に重要である。

20

## 【0014】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、DモードやMモード等の時間変化を表す波形データを表示する場合に、所望の範囲の波形データを容易かつ適切に表示させることが可能な超音波診断装置および超音波診断画像の表示方法を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

30

## 【0015】

本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、請求項1に記載したように、心拍同期により心拍周期を算出する心拍周期算出手段と、ドブラ信号データを生成する波形データ生成手段と、前記ドブラ信号データに基づいてドブラスペクトラムを得るドブラスペクトラム生成手段と、前記ドブラスペクトラムを記憶する記憶手段と、前記ドブラスペクトラムに基づいて特徴点の時相を検出する時相検出手段と、前記心拍周期に基づいて、所望の心拍数分の時間軸スケールを設定する時間軸スケール設定手段と、前記時間軸スケールおよび前記特徴点の時相に基づいて、前記記憶手段に記憶された前記ドブラスペクトラムのうち少なくとも一部を表示用ドブラスペクトラムとして読み出す読み出し手段と、前記表示用ドブラスペクトラムを表示する表示手段と、を有することを特徴とするものである。

40

## 【0016】

また、本発明に係る超音波診断画像の表示方法は、上述の目的を達成するために、請求項7に記載したように、心拍同期により心拍周期を算出するステップと、ドブラ信号データを生成するステップと、前記ドブラ信号データに基づいてドブラスペクトラムを得るステップと、前記ドブラスペクトラムを記憶するステップと、前記ドブラスペクトラムに基づいて特徴点の時相を検出するステップと、前記心拍周期に基づいて、所望の心拍数分の時間軸スケールを設定するステップと、前記時間軸スケールおよび前記特徴点の時相に基づいて、前記記憶されたドブラスペクトラムのうち少なくとも一部を表示用ドブラスペクトラムとして読み出すステップと、前記表示用ドブラスペクトラムを表示手段に表示させ

50

るステップと、を有することを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0017】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断画像の表示方法においては、時間変化を表す波形データを表示する場合に、時間軸スケールや波形データの切り出し位置を設定することで、心拍波形が途中で途切れることなく計測に必要な所望の範囲の波形データを容易かつ適切に表示させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

本発明に係る超音波診断装置および超音波診断画像の表示方法の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0019】

図1は本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示す構成図であり、図2は、図1に示す超音波診断装置におけるDSP31、PS/ED検出部32および計測部33の詳細構成図である。

【0020】

この超音波診断装置は、超音波断層像（Bモード断層像）を表示するBモード、超音波ビーム方向の反射源の時間的位置変化を運動曲線として表示するMモード、血流情報を表示するドプラモード（パルスドプラ（PW）/連続波ドプラ（CW））、血流情報を二次元的に表示するCFM（カラー・フロー・マッピング）モード、MモードにCFMモードによるカラー画像を重ねたMCモード等の既知の各種モードに応じて動作可能なものである。

【0021】

超音波診断装置は、被検体PS内の血流BLを含む診断部位に対し超音波を送信しその超音波エコーをそれに対応する電圧信号に変換して受信する複数の圧電振動子を有する電子走査型の超音波プローブ1と、この超音波プローブ1に接続される装置本体2とを備える。装置本体2には、被検体PSの心電波形（ECG波形）を計測するECGモジュール3aおよび心音波形（PCG：phonocardiogram波形）を計測するPCGモジュール3bが接続される。

【0022】

装置本体2は、装置全体の制御中枢としての全体コントローラ11のほか、この全体コントローラ11からの制御信号に基づきその動作が制御可能な各部（後述）を備える。すなわち、この装置本体2には、超音波プローブ1に接続される送受信部（T/R）21が含まれる。この送受信部21には、図示しない送信側の構成要素として、超音波プローブ1に接続されその各圧電振動子を励振するパルサ、そのパルサに遅延を与えた駆動信号を供給するディレイライン（受信時の遅延も兼用）、及びそのディレイラインに基準クロックを与える基準発信器が、また図示しない受信側の構成要素として、超音波プローブ1の各圧電振動子に接続されたプリアンプ、そのプリアンプの出力信号に遅延を与えるディレイライン、及びそのディレイラインからの遅延を与えた出力信号を整相加算する加算器が、それぞれ内蔵されている。

【0023】

また、装置本体2には、上記のT/R21の出力側に、その加算器出力を対数増幅及び包絡線検波に付す検波器（EP）22と、その検波出力をBモード断層像及びMモード画像等の画像信号として超音波走査から標準TV走査の信号に変換するデジタル・スキャン・コンバータ（DSC）23と、そのDSC23の変換信号をD/A変換器24を介してBモード断層像等として表示あるいは音声出力する出力装置25（表示器25aおよびオーディオ出力器25b）とが含まれる。

【0024】

また、装置本体2には、上記のT/R21の出力側に、ドプラモード（CW/PW）モード等に関する信号処理系として、2チャンネル構成で基準発信器からの基準信号及びそ

10

20

30

40

50

の90度の位相差をもつ基準信号とT/R21の加算器出力を混合する位相検波用のミキサ26と、その混合信号の内の高周波成分を除去してドブラ偏移周波数成分のみから成るドブラ信号を得て、その内、被検体PS内の所望深さ位置(ROIに相当するレンジゲートで指定された位置)のドブラ信号を抽出するローパスフィルタ及びサンプルホールド回路を有するレンジゲート(RG)処理部27と、その出力から比較的動きの遅い血管壁、心臓壁等の不要低周波ドブラ信号を除去して検出すべき血流BLのドブラ信号を抽出するドブラフィルタとしてのハイパスフィルタ(HPF)28と、そのドブラ信号の出力に対し周波数解析を行なってその解析結果であるドブラスペクトラム信号を得て、前述のDSC23に出力する高速フーリエ変換器(FFT)29とが装備される。これにより、表示器25a上には、例えばBモード断層像と共にドブラスペクトラム画像が表示される。

10

## 【0025】

さらに、装置本体2には、CFMモードに関する信号処理系として、ミキサ26の出力側に、ミキサ26の出力から心臓壁等の不要固定反射信号を除去するMTIフィルタ及びその出力に対し自己相関法を用いて各点の平均速度演算、分散演算、及びパワー演算を行ない、その演算結果である二次元の血流情報(血流BLの速度、方向、分散)を前述のDSC23に出力するCFM処理部(CFM・FP)30が接続される。これにより、表示器25a上には、例えばBモード断層像上に2次的に血流情報、例えば、血流BLの速度を輝度、その方向を赤と青、その分散をグリーンの色相とするカラー情報として表示される。

## 【0026】

20

また、装置本体2には、超音波診断装置の要部構成(波形データ生成手段としてのオートトレース装置、ピーク検出装置、及びオート計測装置)として、レンジゲート処理部27からのドブラスペクトラム信号を入力して、そのスペクトラムの周波数方向の最大速度 $V_p$ 、平均速度 $V_m$ の位置を時間方向にトレースしてそのトレース波形をリアルタイムで検出する機能を有するDSP(Digital Signal Processor)31と、このDSP31からの $V_p$ 、 $V_m$ トレース波形から上述のPS/EDのピーク位置をリアルタイム又はフリーズ後に検出する機能を有するPS/ED検出部32と、このPS/ED検出部32により検出されたPS/EDの情報を元に血管内の血液流量や拍動流のHR、PI、及びRI(Resistance Index)等の診断に関する各種パラメータを計測する機能を有する計測部33とを備える。この内、PS/ED検出部32及び計測部33は、例えば装置本体2に搭載されるコンピュータで実行されるソフトウェア部品を構成するアプリケーション・ソフトとして実装される。

30

## 【0027】

尚、最大流速 $V_p$ および平均速度 $V_m$ のトレース方法やPS/EDのピーク位置の検出方法は任意であるが、詳細例については、例えば特開2003-284718や米国特許5,628,321号明細書に開示されている。

## 【0028】

上記のDSP31及び計測部33の各出力は、I/F34を介してDSC23に供給される。これにより、表示器25a上には、 $V_p$ 、 $V_m$ のトレース波形の画像上に、PS/ED、及び各計測結果がリアルタイムで表示される。また、DSP31の $V_p$ 、 $V_m$ のトレース波形データは、画像ストレージ部35に保持され、フリーズ後にPS/ED検出部32に供給可能となっている。

40

## 【0029】

DSP31は、図2に示す例では、上述のハイパスフィルタ28及びFFT29の機能を一体に搭載して成り、機能上、レンジゲート処理部27からのレンジゲートで指定された被検体PS内の所望位置のドブラ信号から、上述のハイパスフィルタ28と同様の処理を行なって検出すべき血流BLのドブラ信号を抽出するウォール・フィルタ(Wall Filter)41と、その抽出されたドブラ信号をシネメモリバッファ42を介して入力し、上述のFFT29と同様の処理を行なってそのドブラスペクトラム信号を得るFFTスペクトラム処理部43と、そのスペクトラム信号から $V_p$ 、 $V_m$ のトレース波形を得る $V_p$ 、 $V$

50

mトレース波形検出処理部44と、そのVp、Vmのトレース波形を入力する表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45とを備える。

【0030】

つまり、Vp、Vmトレース波形検出処理部44とその前段の構成要素により、超音波診断装置には、時間変化を表す波形データを生成する波形データ生成手段としての機能が備えられる。

【0031】

また、このDSP31には、FFTスペクトラム処理部43からのドブラスペクトラム信号を音声信号(ドブラ音)に変換して表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45に出力するオーディオ処理部46と、ECGモジュール3aからのECG波形データおよびPCGモジュール3bからのPCG波形データに所定の波形処理を施して、ECG波形のR波トリガやPCG波形のS1、S2トリガを検出し、表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45に出力する波形処理部47と、上述の検波器(EP)22からのMモード像等の検出力やCFM処理部(CFM・FP)30からの二次元的な血流情報に所定のカラー処理を施してMCモード像等のデータを表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45に出力するM/Mカラー処理部48とを備える。さらに、M/Mカラー処理部48では、必要に応じて、Mモード像やMCモード像から心拍同期に連動したトリガを検出され、表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45に出力される。

【0032】

これにより、Vp、Vmトレース波形検出処理部44からのトレース波形データは、表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45からピンポンバッファ34aを介してビデオ・インターフェース34bに供給され、表示器25a上でVp、Vmのオートトレース波形としてリアルタイム表示される。また、オーディオ処理部46からのドブラ信号の音声信号は、表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45からピンポンバッファ34aを介してオーディオインターフェース34cに供給され、オーディオ出力器(スピーカ)25bから音声出力される。

【0033】

また、図2に示す例では、Vp、Vmトレース波形検出処理部44からのトレース波形データは、PS/ED検出部32(図2中ではCPU32aの処理により実行されるピーク検出処理部32bを有する)及び計測部33(図2中では、リアルタイムオート計測処理部33a及びシネ・フリーズ後の再計測処理部33bの機能上の各部を有する)を介して、オーディオインターフェース34cに供給され、表示器25a上で、Vp、Vmのオートトレース波形に加え、PS/EDの情報に基づくオート計測値としてリアルタイムに数値表示される。

【0034】

上記のDSP31及びPS/ED検出部32には、図1に示すように、時間軸スケール設定手段としての機能を備えたパラメータ設定回路36が接続又は内蔵され、このパラメータ設定回路36は、オペレータ操作のユーザーインターフェース37に接続される。

【0035】

ユーザーインターフェース37には、図1に示すように、装置本体2の操作パネル上の各種操作器(スイッチ、ジョイスティック、キーボード、マウス等)からの操作信号(パラメータ設定等)を入力する操作パネル回路38と、その操作パネル上に搭載されたTCS(タッチ・コマンド・スクリーン)の画面上からの操作信号(パラメータ設定等)を入力するTCS回路39と、表示器25a上のGUI(グラフィカル・ユーザー・インターフェース)からの操作信号(パラメータ設定等)を入力するGUI回路40とが含まれる。なお、上記のレンジゲート(ROI)指定は、このユーザーインターフェース37により操作可能となっている。

【0036】

そして、ユーザーインターフェース37を通してパラメータ設定回路36により、ドブラスペクトラム波形やVp、Vmのオートトレース波形等の拍動波形データを表示器25

10

20

30

40

50

a に表示させる場合における横軸の時間軸スケールや波形データの切出し位置を手動あるいは自動的に切り換えて設定することができる。特に、パラメータ設定回路 36 では、波形データを表示させる場合における時間枠に所定の心拍数分の波形データが入るように、心拍同期周期に応じて時間軸スケールや波形データの切出し位置を自動設定することができる。

#### 【0037】

また、パラメータ設定回路 36 には、適宜、波形データ表示のために必要なパラメータの設定機能が備えられる。例えば、特開 2003 - 284718 に記載された各種機能をパラメータ設定回路 36 に備えることができる。

#### 【0038】

尚、拍動波形データとして、Dモード像（ドプラスペクトラム波形やVp、Vmのオートトレース波形）の他、Mモード像等の時間変化を表す画像を表示させる場合にも、パラメータ設定回路 36 により横軸の時間軸スケールや波形データの切出し位置を手動あるいは自動的に切り換えて設定することができる。以下、ここではDモード像を例にとって説明する。

#### 【0039】

図 3 は、図 1 に示す超音波診断装置におけるパラメータ設定回路 36 の詳細機能を示す機能ブロック図である。

#### 【0040】

パラメータ設定回路 36 には、表示領域時間軸計算部 36 a、スイープ速度設定部 36 b、心拍同期平均値計算部 36 c、平均計算用心拍数設定部 36 d、心拍同期検出部 36 e、時間スケール切出し位置設定部 36 f が設けられる。また、これらの構成要素に合わせて、例えば表示器 25 a に自動時間軸設定機能スイッチ SW1、スイープ速度設定スイッチ SW2、平均計算用心拍数スイッチ SW3、トリガ選択スイッチ SW4、時間スケール切出し位置スイッチ SW5 が表示され、あるいは操作パネルに操作器として設けられ、これらのスイッチの操作信号がユーザーインターフェース 37 からパラメータ設定回路 36 に与えられる。パラメータ設定回路 36 は、コンピュータにプログラムを読み込ませて構築することもできるし、回路を用いて構成することもできる。

#### 【0041】

表示領域時間軸計算部 36 a は、適切な時間軸スケールおよび表示器 25 a への波形データの切出し位置を計算する機能を有する。このとき、表示領域時間軸計算部 36 a は、自動時間軸設定機能スイッチ SW1 から自動時間軸設定機能オン (AutoTimeRange On) の信号を受けた場合には所望の心拍数 N が含まれる波形データが表示器 25 a に表示されるように、心拍同期周期に応じて自動的に時間軸スケールおよび波形データの切出し位置を計算する一方、自動時間軸設定機能オフ (AutoTimeRange Off) の信号を受けた場合にはユーザーインターフェース 37 から指定されたスイープ速度 SS に従って時間軸スケールおよび波形データの切出し位置を計算する。

#### 【0042】

ただし、自動時間軸設定機能スイッチ SW1 を設けずに、常時、自動時間軸設定機能オンとして、心拍同期周期に応じて自動的に時間軸スケールおよび波形データの切出し位置を計算するようにしてもよい。また、自動時間軸設定機能オフの場合にスイープ速度 SS に依らず、他の任意の方法により時間軸スケールおよび波形データの切出し位置を計算するよう構成してもよい。つまり、自動時間軸設定機能のオンオフ操作により、時間軸スケールの設定方法を任意の他の設定方法に切り換えることができるように構成してもよい。

#### 【0043】

そして、表示領域時間軸計算部 36 a によって計算された時間軸スケールおよび波形データの切出し位置は、FFT スペクトラム処理部 43 に与えられ、FFT スペクトラム処理部 43 は、時間軸スケールおよび波形データの切出し位置で定まる範囲のドブラ信号をシネメモリバッファ 42 から読み込んで、表示用のドプラスペクトラム信号を生成するよう構成される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 4 】

次に、自動時間軸設定機能の詳細について説明する。

## 【 0 0 4 5 】

自動時間軸設定機能オフの場合には、時間軸スケール  $R a t e$  は、式 ( 1 - 1 ) により、波形データの切出し位置  $X s t a r t$  は式 ( 1 - 2 ) により計算される。

[ 数 1 ]

$$R a t e = X s i z e / S S \quad \cdot \cdot \cdot ( 1 - 1 )$$

$$X s t a r t = 0 \quad \cdot \cdot \cdot ( 1 - 2 )$$

但し、 $X s i z e$  は画像時間軸のコラム数、 $S S$  はスイープ速度である。スイープ速度  $S S$  は、例えば画面スクロールする時間 1、2、4、6、8 秒等の離散的な設定値を設定することができる。スイープ速度  $S S$  は、ユーザーインターフェース 37 からスイープ速度設定スイッチ  $S W 2$  の操作情報としてスイープ速度設定部 36 b により取得され、スイープ速度設定部 36 b から表示領域時間軸計算部 36 a に与えられる。すなわち、ユーザーインターフェース 37 によってスイープ速度  $S S$  を離散的な値として任意に設定することができる。

10

## 【 0 0 4 6 】

図 4 は、自動時間軸設定機能をオフとした場合における時間軸スケールおよび波形データの切出し位置の設定例を説明するための概念図、図 5 は、図 4 に示すドプラオートトレース波形においてスイープ速度  $S S$  を 2 s とした場合に表示器 25 a の時間枠に表示される画像を示す図、図 6 は、図 4 に示すドプラオートトレース波形においてスイープ速度  $S S$  を 4 s とした場合に表示器 25 a の時間枠に表示される画像を示す図である。

20

## 【 0 0 4 7 】

図 4、図 5、図 6 において横軸は時間 ( s )、縦軸は血流の速度 ( c m / s ) であり、破線は表示対象となる波形データの一例としてのドプラオートトレース波形である。また逆三角印は  $P S / E D$  検出部 32 において検出された  $P S$  を、三角印は  $P S / E D$  検出部 32 において検出された  $E D$  をそれぞれ示す。

## 【 0 0 4 8 】

スイープ速度  $S S$  を 2 s、4 s とすると図 4 に示す範囲が時間枠に表示される範囲となるように時間軸スケール  $R a t e$  が設定される。また、波形データの切出し位置  $X s t a r t$  は最新時相となる。例えば、図 4 のようにスクロールが左から右へ移動する場合には右端が現最新時相であるため、波形データの切出し位置  $X s t a r t$  は右端となる。

30

## 【 0 0 4 9 】

このため、表示器 25 a の時間枠に表示される画像は、スイープ速度  $S S$  が 2 s の場合には図 5 のようになり、スイープ速度  $S S$  が 4 s の場合には図 6 のようになる。図 5 および図 6 では心拍数に関係なくドプラオートトレース波形が表示器 25 a の時間枠に表示されている。

## 【 0 0 5 0 】

一方、自動時間軸設定機能オンの場合には、所望の心拍数  $N$  が含まれる波形データが表示器 25 a に表示されるように、時間軸スケール  $R a t e$  は、式 ( 2 - 1 ) により、波形データの切出し位置  $X s t a r t$  は式 ( 2 - 2 ) により計算される。

40

[ 数 2 ]

$$R a t e = X s i z e / \{ ( M H R / 60 ) \times ( N + 2 ) \} \cdot \cdot \cdot ( 2 - 1 )$$

$$X s t a r t = \quad \times M H R \quad \cdot \cdot \cdot ( 2 - 2 )$$

ただし、 $M H R$  は心拍同期平均周期 ( 同期させる各心拍の平均周期 )、 $N$  は表示させる波形データに含まれる心拍数、 $\quad$  は切出し位置および波形データの表示範囲を指定するためのパラメータであり任意に設定することができる。

## 【 0 0 5 1 】

図 7 は、自動時間軸設定機能をオンとした場合における時間軸スケールおよび波形データの切出し位置の設定例を説明するための概念図、図 8 は、図 7 に示すドプラオートトレース波形において心拍数  $N$  を 2 とした場合に表示器 25 a の時間枠に表示される画像を示

50

す図、図9は、図7に示すドプラオートトレース波形において心拍数Nを3とした場合に表示器25aの時間枠に表示される画像を示す図である。

【0052】

図7、図8、図9において横軸は時間(s)、縦軸は血流の速度(cm/s)であり、破線は表示対象となる波形データの一例としてのドプラオートトレース波形である。また逆三角印はPS/ED検出部32において検出されたPSを、三角印はPS/ED検出部32において検出されたEDをそれぞれ示す。

【0053】

時間軸スケールRateおよび波形データの切出し位置Xstartを式(2-1)および式(2-2)により設定すると、時間スケールRateは表示させたい心拍数N + 10  
分の時間となり、波形データの切出し位置Xstartは最新時相に近い計測スタートポイントとなる。

【0054】

例えば、心拍数Nを2心拍、3心拍とすると図7に示す範囲が時間枠に表示される範囲となるように時間軸スケールRateが設定される。また、波形データの切出し位置Xstartは最新時相からxMHRだけシフトした位置となる。例えば、図7のようにスクロールが左から右へ移動する場合には右端が現最新時相であるため、波形データの切出し位置Xstartは右端からxMHRだけ左側にシフトした位置となる。

【0055】

このため、表示器25aの時間枠に表示される画像は、心拍数Nが2心拍の場合には図8のようになり、心拍数Nが3心拍の場合には図9のようになる。図8および図9では所望の心拍数分のドプラオートトレース波形が表示器25aの時間枠に表示されている。 20

【0056】

つまり、計測特徴点である心拍波形トリガ(図7のように例えばドプラオートトレース波形のEDの検出点)の時相の先の(時間的に後の)位置から過去のN心拍の波形データが表示器25aの表示枠に入るように、時間軸スケールRateおよび波形データの切出し位置Xstartを設定することができる。

【0057】

心拍同期平均周期MHRは、心拍同期平均値計算部36cによって計算されて表示領域時間軸計算部36aに与えられる。心拍同期平均周期MHRの計算には、時間軸に表示する複数心拍の数(心拍数N)と心拍同期が必要である。そこで、心拍同期平均周期MHRの計算に用いる平均計算用心拍数Nは、ユーザーインターフェース37から平均計算用心拍数(Auto Time Scale HRNumber)スイッチSW3の操作情報として平均計算用心拍数設定部36dにより任意の値として取得され、平均計算用心拍数設定部36dから心拍同期平均値計算部36cに与えられる。また、心拍同期検出部36eによって心拍同期平均周期MHRの計算に用いる心拍同期が波形トリガに基づいて検出され、検出された心拍同期が心拍同期検出部36eから心拍同期平均値計算部36cに与えられる。 30

【0058】

ここで、心拍同期を検出するための波形トリガは、ドプラオートトレース波形のPS、EDの他、左心室(LV:left ventricle)診断時において検出可能なドプラオートトレース波形のA波、E波ピーク、ECG信号のR波トリガ、PCG信号のS1、S2トリガ、Mモード波形やMCモード波形の心拍周期に連動したトリガ等の任意の心拍波形トリガから選択することができる。 40

【0059】

波形トリガの選択は、トリガ選択(HRCSel)スイッチSW4の操作により行うことが可能であり、ユーザーインターフェース37から心拍同期検出部36eに与えられる。つまり、心拍同期検出部36eへの入力信号である波形トリガの切換機能がパラメータ設定回路36に設けられる。

【0060】

そして、心拍同期検出部36eは、選択された波形トリガをPS/ED検出部32や表 50

示用オーディオ・ビデオ・バッファ45から取得する。ただし、波形処理部47やM/Mカラー処理部48から直接、ECG信号のR波トリガ、PCG信号のS1、S2トリガ、Mモード波形やMCモード波形の心拍周期に連動したトリガ等の波形トリガを取得してもよい。また、ドプラオートトレース波形のA波、E波ピークを検出機能が適宜PS/ED検出部32に備えられるか、あるいは別途A波、E波ピークの検出部が設けられる。

【0061】

一方、パラメータは、ユーザーインターフェース37から時間スケール切出し位置スイッチ(Trace Disp Start)SW5の操作情報として時間スケール切出し位置設定部36fにより取得され、時間スケール切出し位置設定部36fから表示領域時間軸計算部36aに与えられる。すなわち、ユーザーインターフェース37によってパラメータを任意に設定することができる。

10

【0062】

ただし、実用的なパラメータの値は、平均計算用心拍数スイッチSW3で設定した心拍数Nの心拍の平均周期の0%~50%程度の値である。このため、パラメータの値は、50%~100%の値や100%以上の値、負値とすることも可能であるが、心拍数Nの心拍の平均周期の0%~50%程度の値が任意に設定できれば十分である。

【0063】

図10は、表示対象となるドプラオートトレース波形と時間スケールの設定例を示す図である。

【0064】

図10において横軸は時間(s)、縦軸は血流の速度(cm/s)であり、画像は表示対象となるスペクトラムおよびドプラオートトレース波形である。このような画像を表示器25aの時間枠に表示させる場合に、自動時間軸設定機能をオフにしてスイープ速度SSを2s、4sとして時間軸スケールRateを設定することもできるし、自動時間軸設定機能をオンにして心拍数Nを2心拍、3心拍として時間軸スケールRateを設定することもできる。自動時間軸設定機能をオンにした場合には、波形データの切出し位置Xstartをパラメータによって調整することもできる。

20

【0065】

図11は、図10に示す画像データにおいてスイープ速度SSを2sとした場合に表示器25aの時間枠に表示される画像を示す図、図12は、図10に示す画像データにおいてスイープ速度SSを4sとした場合に表示器25aの時間枠に表示される画像を示す図、図13は、図10に示す画像データにおいて心拍数Nを2とした場合に表示器25aの時間枠に表示される画像を示す図、図14は、図10に示す画像データにおいて心拍数Nを3とした場合に表示器25aの時間枠に表示される画像を示す図である。

30

【0066】

図11、図12、図13、図14において横軸は時間(s)、縦軸は血流の速度(cm/s)であり、画像は表示対象となるスペクトラムおよびドプラオートトレース波形である。

【0067】

図11、図12、図13、図14に示すように、パラメータ設定回路36によれば、時間軸スケールを決めるスイープ速度を、従来のように例えば1、2、4、6、8秒とする場合のように離散的に設定することもできるし、所望の心拍数分の波形データが表示器25aの時間枠に入るように、心拍同期周期に応じて時間軸スケールや波形データの切出し位置を自動設定することもできる。

40

【0068】

このため、被検者によって心拍数がばらついたとしても、所望の心拍数分の波形データが表示器25aの時間枠に入るように時間軸スケールや波形データの切出し位置を自動設定すれば、心拍波形が途中で途切れることなく計測に必要な数心拍の波形データを過不足なく適切に表示することが可能となる。

【0069】

50

このような、時間軸スケールや波形データの切出し位置の自動設定は、ライブ時においてリアルタイムに波形データを表示する場合およびフリーズ後に波形データを表示する場合のいずれにおいても独自に行うことができる。

#### 【 0 0 7 0 】

図 1 5 は、図 1 に示す超音波診断装置により、ライブ時およびフリーズ後において表示器 2 5 a の時間枠にそれぞれ表示させる波形データの心拍数を個別に設定する場合の処理の流れを示すフローチャートであり、図中 S に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

#### 【 0 0 7 1 】

まずステップ S 1 において、ライブ時における表示心拍数 N が、予めユーザーインターフェイス 3 7 を介して平均計算用心拍数スイッチ S W 3 の操作によりパラメータ設定回路 3 6 に入力される。また、自動時間軸設定機能スイッチ S W 1 の操作により、自動時間軸設定機能がオンにされる。さらに、時間スケール切出し位置スイッチ S W 5 の操作によりパラメータ がパラメータ設定回路 3 6 に入力される。そして、例えば、トリガ選択スイッチ S W 4 によりドプラオートトレース波形の P S、E D が波形トリガとして選択される。

#### 【 0 0 7 2 】

このため、表示心拍数 N およびパラメータ がそれぞれ平均計算用心拍数設定部 3 6 d および時間スケール切出し位置設定部 3 6 f によって取得される。そして、平均計算用心拍数設定部 3 6 d は、取得した表示心拍数 N を心拍同期平均値計算部 3 6 c に与え、時間スケール切出し位置設定部 3 6 f は、取得したパラメータ を表示領域時間軸計算部 3 6 a に与える。

#### 【 0 0 7 3 】

次に、ステップ S 2 において、超音波の送受信によりデータ収集が実行され、収集データは図 1 に示す送受信部 ( T / R ) 2 1、ミキサ 2 6、レンジゲート ( R G ) 処理部 2 7 を経由して図 2 に示す D S P 3 1 のウォール・フィルタ ( Wall Filter ) 4 1 に与えられる。ウォール・フィルタ ( Wall Filter ) 4 1 では、時間変化データである血流 B L のドプラ信号が時間変化データプリ処理により順次抽出される。

#### 【 0 0 7 4 】

次に、ステップ S 3 において、ウォール・フィルタ ( Wall Filter ) 4 1 において抽出されたドプラ信号は、ストレージ機能を有するシネメモリバッファ 4 2 に順次記録される。このため、シネメモリバッファ 4 2 には、時間軸で変化する過去の時系列のドプラ信号データが複数心拍分逐次記憶される。

#### 【 0 0 7 5 】

図 1 6 は、図 2 に示す D S P 3 1 のシネメモリバッファ 4 2 に記録されるドプラ信号データの一例を示す概念図である。

#### 【 0 0 7 6 】

図 1 6 において、円周方向は時間を示す。また、一点鎖線は心拍のタイミングを示す。図 1 6 に示すように、シネメモリバッファ 4 2 内のループ領域には、巡回するように過去から現在のドプラ信号データが順次新しいデータに更新されて記憶される。

#### 【 0 0 7 7 】

次に、ステップ S 4 において、シネメモリバッファ 4 2 内のドプラ信号データが順次 F F T スペクトラム処理部 4 3 に読み込まれ、F F T スペクトラム処理部 4 3 では時間変化データポスト処理が実行される。すなわち、F F T スペクトラム処理部 4 3 では F F T によりドプラ信号データの周波数解析が行われ、解析結果としてドプラスペクトラム信号が得られる。さらに、ドプラスペクトラム信号は F F T スペクトラム処理部 4 3 から V p、V m トレース波形検出処理部 4 4 に与えられ、V p、V m トレース波形検出処理部 4 4 では V p、V m のトレース波形がリアルタイムに得られる。そして、V p、V m のトレース波形は V p、V m トレース波形検出処理部 4 4 から表示用オーディオ・ビデオ・バッファ 4 5 に出力されて一旦保存される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 8 】

次に、表示用オーディオ・ビデオ・バッファ 4 5 に記憶された V p、V m のトレース波形が P S / E D 検出部 3 2 に読み込まれ、P S / E D のピーク位置がリアルタイムに検出される。また、必要に応じて、P S / E D のピーク位置は計測部 3 3 に与えられ、血管内の血液流量や拍動流の H R、P I、及び R I (Resistance Index) 等の診断に関する各種パラメータが計測される。

## 【 0 0 7 9 】

さらに、P S / E D 検出部 3 2 において検出された P S / E D のピーク位置は、パラメータ設定回路 3 6 の心拍同期検出部 3 6 e を介して心拍同期平均値計算部 3 6 c に与えられる。そして、心拍同期平均値計算部 3 6 c は、平均計算用心拍数設定部 3 6 d から受けた表示心拍数 N と P S / E D のピーク位置とから心拍同期平均周期 M H R を計算し、表示心拍数 N とともに表示領域時間軸計算部 3 6 a に与える。

10

## 【 0 0 8 0 】

そうすると、表示領域時間軸計算部 3 6 a は、心拍同期平均周期 M H R、表示心拍数 N および時間スケール切出し位置設定部 3 6 f から受けたパラメータを用いて、適切な時間軸スケールおよび表示器 2 5 a への波形データの切出し位置を式 ( 2 - 1 )、式 ( 2 - 2 ) により計算することができる。

## 【 0 0 8 1 】

この結果、得られた時間軸スケールおよび波形データの切出し位置は、F F T スペクトラム処理部 4 3 に与えられる。そして、F F T スペクトラム処理部 4 3 は表示領域時間軸計算部 3 6 a により求められた時間軸スケールおよび波形データの切出し位置に基づいて、パラメータ設定回路 3 6 において設定された心拍数 N にパラメータで定まる時間を付加した時間分のドプラ信号データをシネメモリバッファ 4 2 から読み込んで表示用のドプラスペクトラム信号を生成する。

20

## 【 0 0 8 2 】

例えば、図 1 6 の点線の矢印で示す 6 心拍分のドプラ信号データ D 1 からドプラスペクトラム信号や V p、V m トレース波形が生成される。

## 【 0 0 8 3 】

次に、ステップ S 5 において、このように生成されたドプラスペクトラム信号、V p、V m トレース波形および検出された P S / E D のピーク位置は、ビデオ・インターフェース 3 4 b に供給されて時間変化データ表示処理の対象とされ、表示器 2 5 a 上で所定心拍数分の V p、V m のオートトレース波形としてリアルタイム表示される。

30

## 【 0 0 8 4 】

そして、V p、V m のオートトレース波形の表示範囲 ( 表示心拍数および波形データの切出し位置 ) は、フリーズ後において変更して再設定することもできる。

## 【 0 0 8 5 】

その場合には、ステップ S 6 において、フリーズ後における表示心拍数 N および波形データの切出し位置がユーザーインターフェース 3 7 を介してパラメータ設定回路 3 6 により再設定される。

## 【 0 0 8 6 】

例えば、図 1 6 の二点鎖線の矢印で示すようにライブ時より少ない、4 心拍分のドプラ信号データ D 2 をドプラスペクトラム信号や V p、V m トレース波形の生成に用いる範囲とすることができる。つまり、ライブ時は横軸スケールを大きくして表示させる心拍数を多め設定し、フリーズ後は最適に波形データが切出せるように心拍数を設定することができる。

40

## 【 0 0 8 7 】

そして、フリーズ後において表示心拍数 N および波形データの切出し位置が再設定されると、再びステップ S 4 において、該当するドプラ信号データが F F T スペクトラム処理部 4 3 に読み込まれて時間変化データポスト処理が実行される。さらに、V p、V m トレース波形が生成される。このため、計測等の目的にあった精度の良い画像を表示器 2 5 a

50

に表示させることが可能となる。

【 0 0 8 8 】

つまり以上のような超音波診断装置は、必要な心拍数のドブラ波形データが表示器 2 5 a の表示枠に一定の余裕を持って表示されるように、自動的にスイープ速度を設定する機能を備えた装置である。そして、これによって D モードや M モード等の時間変化を表す画像を表示する場合に、所望の範囲の画像を適切に表示させることが可能となり、スペクトラム画像やドブラ計測の最適化に要する時間の短縮ができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 9 】

【 図 1 】 超音波診断装置の実施の形態を示す構成図。

10

【 図 2 】 図 1 に示す超音波診断装置における DSP、PS / ED 検出部および計測部の詳細構成図。

【 図 3 】 図 1 に示す超音波診断装置におけるパラメータ設定回路の詳細機能を示す機能ブロック図。

【 図 4 】 自動時間軸設定機能をオフとした場合における時間軸スケールおよび波形データの切出し位置の設定例を説明するための概念図。

【 図 5 】 図 4 に示すドブラオートトレース波形においてスイープ速度を 2 s とした場合に表示器の時間枠に表示される画像を示す図。

【 図 6 】 図 4 に示すドブラオートトレース波形においてスイープ速度を 4 s とした場合に表示器の時間枠に表示される画像を示す図。

20

【 図 7 】 自動時間軸設定機能をオンとした場合における時間軸スケールおよび波形データの切出し位置の設定例を説明するための概念図。

【 図 8 】 図 7 に示すドブラオートトレース波形において心拍数を 2 とした場合に表示器の時間枠に表示される画像を示す図。

【 図 9 】 図 7 に示すドブラオートトレース波形において心拍数を 3 とした場合に表示器の時間枠に表示される画像を示す図。

【 図 1 0 】 表示対象となるドブラオートトレース波形と時間スケールの設定例を示す図。

【 図 1 1 】 図 1 0 に示す画像データにおいてスイープ速度を 2 s とした場合に表示器の時間枠に表示される画像を示す図。

【 図 1 2 】 図 1 0 に示す画像データにおいてスイープ速度を 4 s とした場合に表示器の時間枠に表示される画像を示す図。

30

【 図 1 3 】 図 1 0 に示す画像データにおいて心拍数を 2 とした場合に表示器の時間枠に表示される画像を示す図。

【 図 1 4 】 図 1 0 に示す画像データにおいて心拍数を 3 とした場合に表示器の時間枠に表示される画像を示す図。

【 図 1 5 】 図 1 に示す超音波診断装置により、ライブ時およびフリーズ後において表示器の時間枠にそれぞれ表示させる波形データの心拍数を個別に設定する場合の処理の流れを示すフローチャート。

【 図 1 6 】 図 2 に示す DSP のシネメモリバッファに記録されるドブラ信号データの一例を示す概念図。

40

【 符号の説明 】

【 0 0 9 0 】

1 超音波プローブ

2 装置本体

3 a ECG モジュール

3 b PCG モジュール

1 1 全体コントローラ

2 1 送受信部 ( T / R )

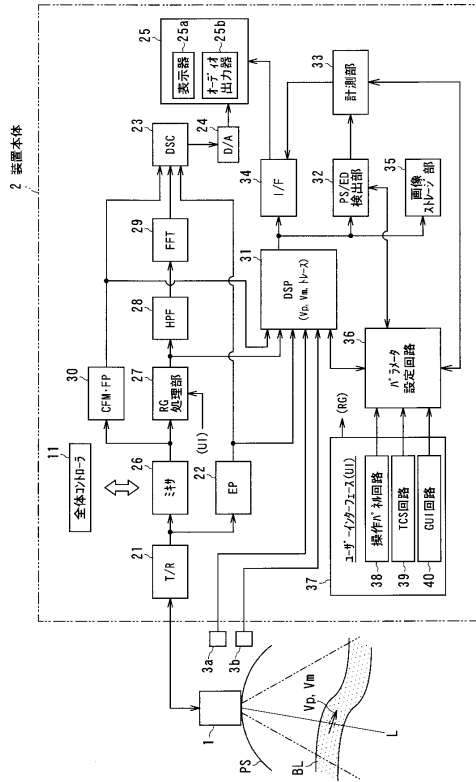
2 2 検波器 ( E / P )

2 3 デジタル・スキャン・コンバータ ( D S C )

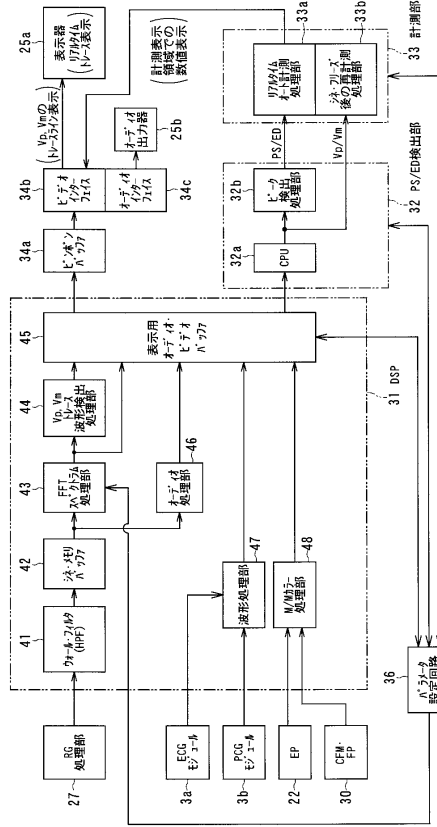
50

2 4	D / A 変換器	
2 5	出力装置	
2 5 a	表示器	
2 5 b	オーディオ出力器 (スピーカ)	
2 6	ミキサ	
2 7	レンジゲート ( R G ) 処理部	
2 8	ハイパスフィルタ ( H P F )	
2 9	高速フーリエ変換器 ( F F T )	
3 0	C F M 処理部 ( C F M ・ F P )	
3 1	D S P	10
3 2	P S / E D 検出部	
3 3	計測部	
3 4	I / F	
3 4 a	ピンポンバッファ	
3 4 b	ビデオ・インターフェース	
3 4 c	オーディオインターフェース	
3 5	画像ストレージ部	
3 6	パラメータ設定回路	
3 6 a	表示領域時間軸計算部	
3 6 b	スweep速度設定部	20
3 6 c	心拍同期平均値計算部	
3 6 d	平均計算用心拍数設定部	
3 6 e	心拍同期検出部	
3 6 f	時間スケール切出し位置設定部	
3 7	ユーザーインターフェース	
3 8	操作パネル回路	
3 9	T C S 回路	
4 0	G U I 回路	
4 1	ウォール・フィルタ ( Wall Filter )	
4 2	シネメモリバッファ	30
4 3	F F T スペクトラム処理部	
4 4	V p、V m トレース波形検出処理部	
4 5	表示用オーディオ・ビデオ・バッファ	
4 6	オーディオ処理部	
4 7	波形処理部	
4 8	M / M カラー処理部	
S W 1	自動時間軸設定機能スイッチ	
S W 2	sweep速度設定スイッチ	
S W 3	平均計算用心拍数スイッチ	
S W 4	トリガ選択スイッチ	40
S W 5	時間スケール切出し位置スイッチ	

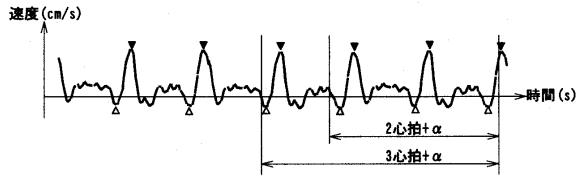
【図1】



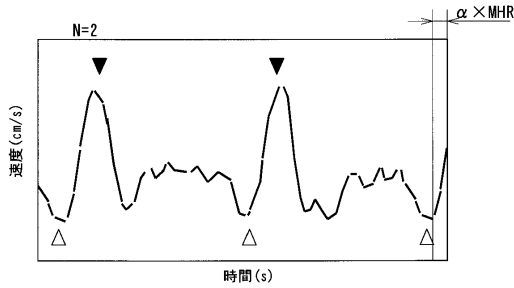
【図2】



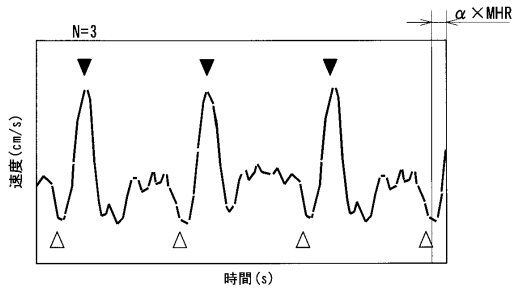
【図7】



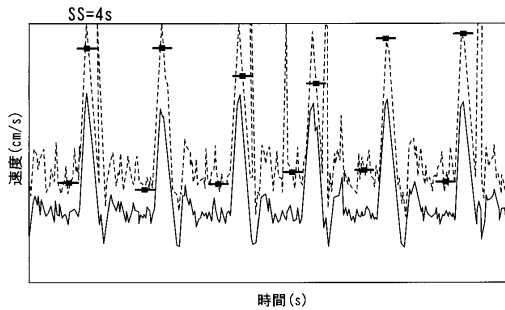
【図8】



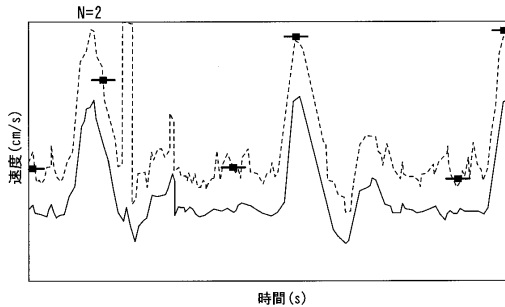
【図9】



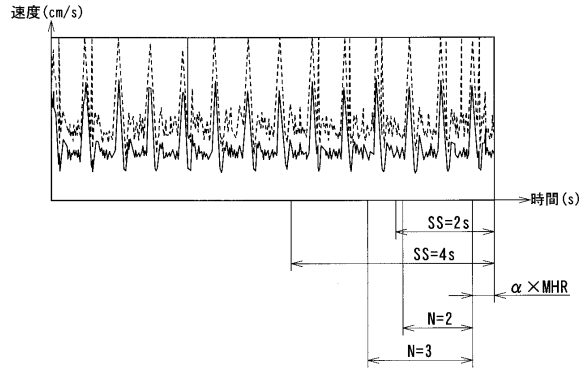
【図12】



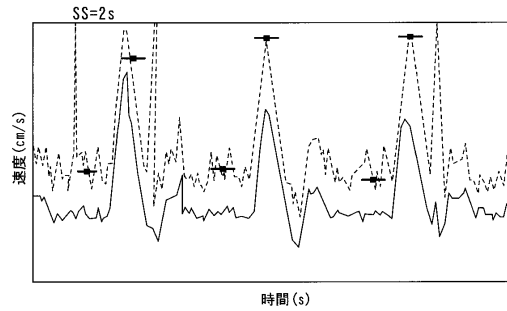
【図13】



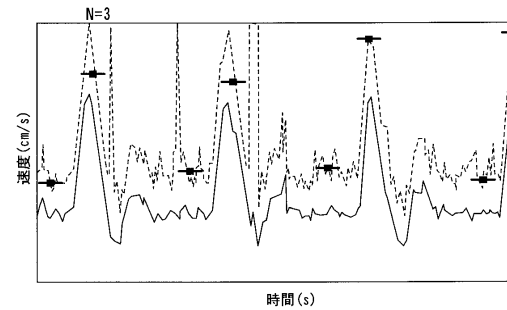
【図10】



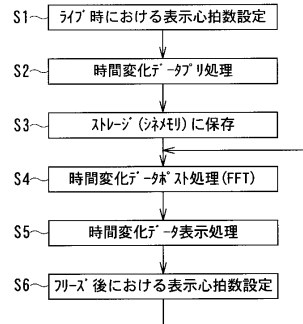
【図11】



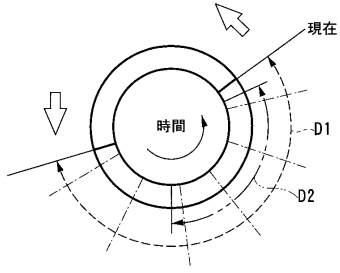
【図14】



【図15】



【圖 16】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 馬場 達朗  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内
- (72)発明者 滝本 雅夫  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内
- (72)発明者 瀬尾 育式  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特開2001-286473(JP,A)  
特開平07-124162(JP,A)  
特開平09-201361(JP,A)  
国際公開第2004/097720(WO,A1)  
特開平07-178095(JP,A)  
特開2000-229082(JP,A)  
特開平08-308831(JP,A)  
特開2004-344564(JP,A)  
特開平2-177947(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断图像的显示方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4679141B2</a>	公开(公告)日	2011-04-27
申请号	JP2004377103	申请日	2004-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	馬場達朗 滝本雅夫 瀬尾育式		
发明人	馬場 達朗 滝本 雅夫 瀬尾 育式		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/KK25 4C601/KK29 4C601/KK36 4C601/KK37		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2006181058A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断设备和超声波诊断图像的显示方法，当在D模式和M模式下显示表示时间变化的波形数据时，该超声波诊断图像能够容易且正确地显示期望范围的波形数据。Z SOLUTION：该超声波诊断设备具有产生表示时间变化的波形数据的波形数据产生装置，以及根据用于输入所需波形数据的心跳同步周期设置时间轴刻度的时间轴刻度设定装置36。用于显示由波形数据产生装置产生的波形数据的显示器的时间帧中的心率。Z

图 3】

